

## Bone Screw

The invention relates to a bone screw for the fixation of implants in spongy bone tissue.

Bone screws for the fixation of implants have been known for a long time. Until now they have been designed in such a way that a single-start or multiple-start thread was carried by a solid core – as in a wood screw. Particularly for bending loads, these bone screws are an inelastic foreign body relative to the tissue surrounding them, which resists the elastic deformations of the bone and thus impairs the bone's elasticity.

Thus, the object of the invention is to create a bone screw whose elasticity is better adapted to the bone tissue than the previous constructions. According to the invention, this object is attained in that the thread body attached to a screw head is made as a corkscrew-like hollow cylinder.

When the new screw is screwed in, a "core" of living bone tissue is preserved in the interior of its hollow cylinder which after a short time grows together again with the tissue surrounding the screw on the outside and thus remains viable.

Since this bone core, which essentially determines the elasticity of the screw against bending, has the elasticity of the bone, the elasticity of the screw, particularly under bending loads, largely approximates that of the "undisturbed" bone.

To ensure proper "nourishment" of the bone core within the hollow cylinder of the screw, it is advantageous if the pitch of the thread is at least equal to the dimension of the cross section parallel to the screw axis.

The screw triggers practically no forces in radial direction if the cross section of the threads extending along the surface of the hollow cylinder is rectangular or square. For the strength and the stability of the thread it has proven to be advantageous if the dimension of the cross section perpendicular to the screw axis is at maximum two times the dimension parallel thereto.

If relatively low forces in radial direction are accepted, screwing the screw into the bone can be facilitated if the cross section of the threads extending along the surface of the hollow cylinder is composed of a rectangle or square and a triangle or sector of a circle or semicircle, wherein the triangle, semicircle or sector of a circle faces toward the outside.

Finally it is also possible to design the screw with a two-start or multiple-start thread, which enhances the guidance as the screw is screwed in and reduces the number of rotations required to screw it in completely.

The invention will now be described in greater detail by means of exemplary embodiments in connection with the drawing.

Fig. 1 is a view of the new bone screw with the threads partly shown in section,

Fig. 2 and 3 are a bottom and a top view of Fig. 1,

Fig. 4, 5 and 6 represent different cross sections for the threads, while

Fig. 7, in the same view as Fig. 1, shows a second embodiment with a two-start design.

A screw head 1 (Fig. 1) that is provided with a hexagon socket 2 (Fig. 3) for engagement with a tool, merges into a short solid neck 3. Adjoining thereto is a one-start thread 4 in Fig. 1, which as a surface 6 of a hollow cylinder encompasses a hollow space 5 in the manner of a corkscrew (Fig. 2). In Fig. 1, the cross section of the single thread 4 is rectangular with the outer edges being rounded.

The pitch  $b$  of the thread 4 is equal to or greater than twice the cross-sectional dimension  $2a$  in the direction of the screw axis 7.

At its free end 8, the thread 4 is flattened like a tongue to facilitate screwing into the bone.

As mentioned above, rectangular or square cross sections of the threads 4 are preferred since they apply practically no force components to the bone in radial direction. A suitable rectangular cross section is shown in Fig. 2. To avoid peak loads within the bone, the edges of the cross section are rounded. To impart sufficient stability to the thread, the ratio of the rectangle dimensions  $c$  perpendicular to the dimensions  $a$  parallel to the screw axis 7 should at maximum be 2:1. In the example shown, this ratio  $c / a = 1.35$ .

In Fig. 5, the cross section of the threads 8 is composed of a rectangle and a triangle. Such a shape produces force effects on the bone in radial direction, which are accepted, however, in return for the advantage of easier screwing in as compared to a square or rectangular cross section. Since the triangle has two equal sides, any torques that occur, for example, on the triangle areas during screwing in cancel each other out.

In its effect with respect to radial force components and ease of screwing in, the cross section according to Fig. 6 composed of a rectangle and a sector of a circle, preferably a semicircle, falls between the shapes shown in Fig. 4 and 5. The stability condition explained in connection with Fig. 4 is also met by the cross sectional shapes shown in Fig. 5 and 6.

The bone screw depicted in Fig. 7 is distinguished from that of Fig. 1 in that the thread 4 has a two-start design. Both threads of the screw shown in Fig. 7 have a square cross section. Such a double threaded screw has the advantage that it is self-centering as it is screwed in and that it requires only half the number of rotations in order to be set.



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets

Veröffentlichungsnummer:

**0 374 088**  
**A1**

12

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

21 Anmeldenummer: 89810755.2

51 Int. Cl. 5: A61B 17/58, A61F 2/00

22 Anmeldetag: 04.10.89

30 Priorität: 16.12.88 CH 4654/88

43 Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
20.06.90 Patentblatt 90/25

84 Benannte Vertragsstaaten:  
AT DE FR GB IT

71 Anmelder: GEBRÜDER SULZER  
AKTIENGESELLSCHAFT  
Zürcherstrasse 9  
CH-8401 Winterthur(CH)

Anmelder: Protek AG  
Stadtbachstrasse 64  
CH-3001 Bern(CH)

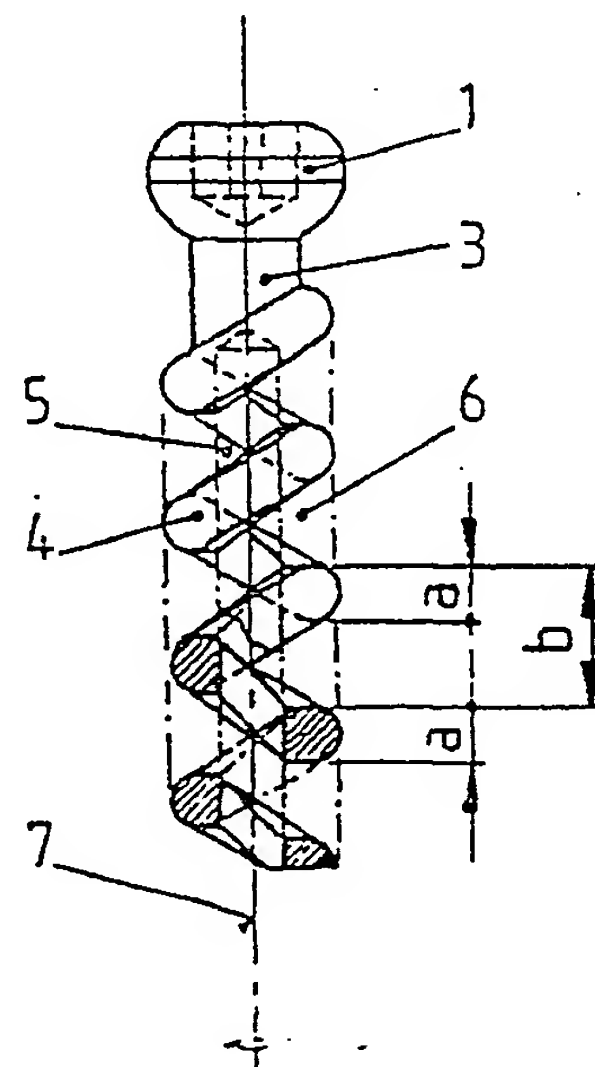
72 Erfinder: Müller, Maurice E. Prof. Dr.-med.  
Melchenbühlweg 9  
CH-3006 Bern(CH)  
Erfinder: Spotorno, Lorenzo Dr.-med.  
Ospedale Riuniti  
I-17024 Finale Ligure(IT)  
Erfinder: Frey, Otto Dr.  
Wallrütistrasse 56  
CH-8400 Winterthur(CH)

☺ Knochenschraube.

57 Die ein- oder mehrgängige Knochenschraube ist korkenzieherartig ausgebildet, d.h. ihre Gewindegänge (4) sind nicht auf einen massiven Kern aufgebracht, sondern "umschlingen" einen zylindrischen Hohlraum (5).

Die neue Form des Gewindes (4) ermöglicht eine weitgehende Anpassung der Biegeelastizität der Schraube an die Biegeelastizität des Knochens.

Fig. 1



EP 0 374 088 A1

## Knochenschraube

Die Erfindung betrifft eine Knochenschraube zum Fixieren von Implantaten in spongiosen Knochengewebe.

Knochenschrauben zum Fixieren von Implantaten sind seit langem bekannt; sie sind bisher so ausgeführt worden, dass ein ein- oder mehrgängiges Gewinde - wie bei einer Holzschraube - von einem massiven Kern getragen wird. Besonders für Biegebelastungen sind diese Knochenschrauben relativ zu dem sie umgebenden Gewebe ein unelastischer Fremdkörper, der den elastischen Verformungen des Knochens Widerstand entgegensetzt und damit die Elastizität des Knochens beeinträchtigt.

Aufgabe der Erfindung ist es daher, eine Knochenschraube zu schaffen, deren Elastizität an die des Knochengewebes besser angepasst ist als bei den bisherigen Konstruktionen. Mit der Erfindung wird diese Aufgabe dadurch gelöst, dass der an einen Schraubenkopf angesetzte Gewindekörper als korkenzieherartiger Hohlzylinder ausgebildet ist.

Beim Einschrauben der neuen Schraube bleibt in Innern ihres Hohlzylinders ein "Kern" von lebendem Knochengewebe erhalten, das nach kurzer Zeit mit dem die Schraube aussen umgebenden Gewebe wieder zusammenwächst und so lebensfähig erhalten werden kann.

Da dieser Knochenkern, der die Elastizität der Schraube gegen Biegung im wesentlichen bestimmt, die Elastizität des Knochens hat, ist auch die Elastizität der Schraube vor allem bei Biegebelastungen derjenigen des "ungestörten" Knochens weitgehend angenähert.

Um eine gute "Ernährung" des Knochenkerns im Hohlzylinder der Schraube sicherzustellen, ist es vorteilhaft, wenn die Steigung des Gewindes mindestens gleich der Querschnittsabmessung parallel zur Schraubenachse ist.

Praktisch keine Kräfte in radialer Richtung werden von der Schraube ausgelöst, wenn der Querschnitt der im Mantel des Hohlzylinders verlaufenden Gewindegänge rechteckig oder quadratisch ist; dabei hat es sich für die Festigkeit und Stabilität des Gewindes als vorteilhaft erwiesen, wenn die Querschnittsabmessung senkrecht zur Schraubenachse höchstens das 2-fache derjenigen parallel dazu beträgt.

Unter Inkaufnahme relativ geringer Kraftwirkungen in radialer Richtung kann das Einschrauben der Schraube in den Knochen erleichtert werden, wenn der Querschnitt der im Mantel des Hohlzylinders verlaufenden Gewindegänge aus einem Rechteck oder Quadrat und einem Dreieck bzw. einem Kreissektor oder Halbkreis zusammengesetzt ist, wobei Dreieck, Halbkreis oder Kreissektor

nach aussen gerichtet sind.

Schliesslich ist es auch möglich, die Schraube 2- oder mehrgängig auszubilden, womit die Führung beim Einschrauben der Schraube verbessert und die Umdrehungszahl zum vollständigen Einschrauben verkleinert wird.

Im folgenden wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen im Zusammenhang mit der Zeichnung näher erläutert.

Fig. 1 ist eine Ansicht der neuen Knochenschraube, deren Gewindegänge teilweise im Schnitt dargestellt sind;

Fig. 2 und 3 sind Ansichten von Fig. 1 von unten bzw. von oben;

Fig. 4, 5, 6 geben verschiedene Querschnitte für die Gewindegänge wieder, während

Fig. 7 in gleicher Darstellung wie Fig. 1 eine zweite Ausführungsform zeigt, die zweigängig ausgeführt ist.

Ein Schraubenkopf 1 (Fig. 1), der mit einem Innensechskant 2 (Fig. 3) für den Einsatz eines Werkzeuges versehen ist, geht in einen kurzen massiven Hals 3 über. An diesen schliesst ein in Fig. 1 eingängiges Gewinde 4 an, welches korkenzieherartig als Mantel 6 eines Hohlzylinders einen Hohlraum 5 (Fig. 2) umgibt. In Fig. 1 ist der Querschnitt des einzigen Gewindeganges 4 rechteckig, wobei die äusseren Kanten abgerundet sind.

Die Steigung  $b$  des Gewindes 4 ist gleich oder grösser als die doppelten Querschnittsabmessungen  $2a$  in Richtung der Schraubenachse 7.

An seinem freien Ende 8 ist das Gewinde 4 zungenartig abgeflacht, um das Einschrauben in den Knochen zu erleichtern.

Wie bereits erwähnt, sind rechteckige oder quadratische Querschnitte der Gewindegänge 4 zu bevorzugen, da sie praktisch keine Kraftkomponenten in radialer Richtung auf den Knochen ausüben. Einen geeigneten rechteckigen Querschnitt zeigt Fig. 2. Zur Vermeidung von Spitzenbelastungen im Knochen sind die Kanten des Querschnittes gerundet. Um dem Gewinde eine ausreichende Stabilität zu geben, sollte das Verhältnis der Rechteckabmessungen  $c$  senkrecht zu denjenigen  $a$  parallel zur Schraubenachse 7 höchstens 2:1 betragen; in dem gezeigten Beispiel ist dieses Verhältnis  $c/a = 1.35$ .

In Fig. 5 setzt sich der Querschnitt der Gewindegänge  $a$  aus einem Rechteck und einem Dreieck zusammen. Eine derartige Form erzeugt zwar Kraftwirkungen auf den Knochen in radialer Richtung, diese werden jedoch in Kauf genommen für den Vorteil einer gegenüber einem quadratischen oder rechteckigen Querschnitt erleichterten Einschraubbarkeit; da das Dreieck gleichschenkelig

ausgebildet ist, heben sich an den Dreiecksflächen, beispielsweise beim Einschrauben, auftretende Momente auf.

In seiner Wirkung hinsichtlich radialer Kraftkomponenten und einer erleichterten Einschraubbarkeit liegt der Querschnitt nach Fig. 6, der sich aus einem Rechteck und einem Kreissektor, vorteilhafterweise einem Halbkreis, zusammensetzt, zwischen den Formen nach Fig. 4 und 5. Die im Zusammenhang mit Fig. 4 erläuterte Stabilitätsbedingung ist auch bei den Querschnittsformen nach Fig. 5 und 6 eingehalten worden.

Die Knochenschraube nach Fig. 7 unterscheidet sich von derjenigen nach Fig. 1 dadurch, dass das Gewinde 4 zweigängig ausgeführt ist; beide Gewindegänge der Schraube nach Fig. 7 haben einen quadratischen Querschnitt. Eine solche zweigängige Schraube hat den Vorteil, dass sie sich beim Einschrauben selbst zentriert und dass sie zum Setzen nur die halbe Umdrehungszahl benötigt.

### Ansprüche

1. Knochenschraube zum Fixieren von Implantaten in spongioseem Knochengewebe, dadurch gekennzeichnet, dass der an einen Schraubenkopf (1) angesetzte Gewindekörper(4) als korkenzieherartiger Hohlzylinder ausgebildet ist.

2. Knochenschraube nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Querschnitt der im Mantel (6) des Hohlzylinders verlaufenden Gewindegänge (4) rechteckig oder quadratisch ist.

3. Knochenschraube nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Querschnitt der im Mantel(6) des Hohlzylinders verlaufenden Gewindgänge (4) aus einem Rechteck oder Quadrat und einem Dreieck zusammengesetzt ist, wobei das Dreieck nach aussen gerichtet ist.

4. Knochenschraube nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Querschnitt der im Mantel (6) des Hohlzylinders verlaufenden Gewindgänge (4) aus einem Rechteck oder Quadrat und einem Kreissektor oder Halbkreis zusammengesetzt ist, wobei der Kreissektor oder Halbkreis nach aussen gerichtet ist.

5. Knochenschraube nach einem der Ansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Querschnittsabmessung (c) senkrecht zur Schraubenachse (7) höchstens das Zweifache derjenigen (a) parallel dazu beträgt.

6. Knochenschraube nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Steigung (b) des Gewindes (4) mindestens gleich der doppelten Querschnittsabmessung (2.a) parallel zur Schraubenachse (7) ist.

7. Knochenschraube nach einem der Ansprü-

che 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Gewinde (4) mindestens zweigängig ausgebildet ist.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

Fig.2

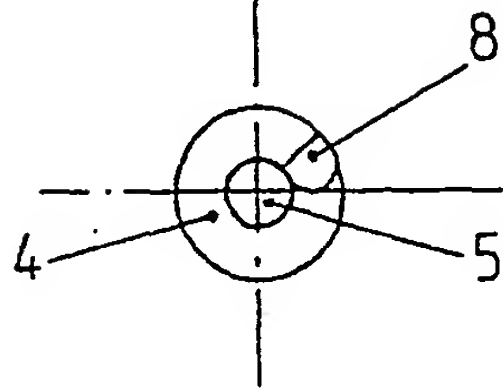


Fig.4

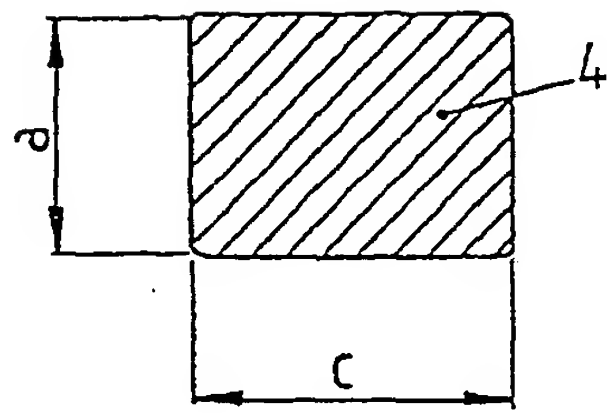


Fig.1

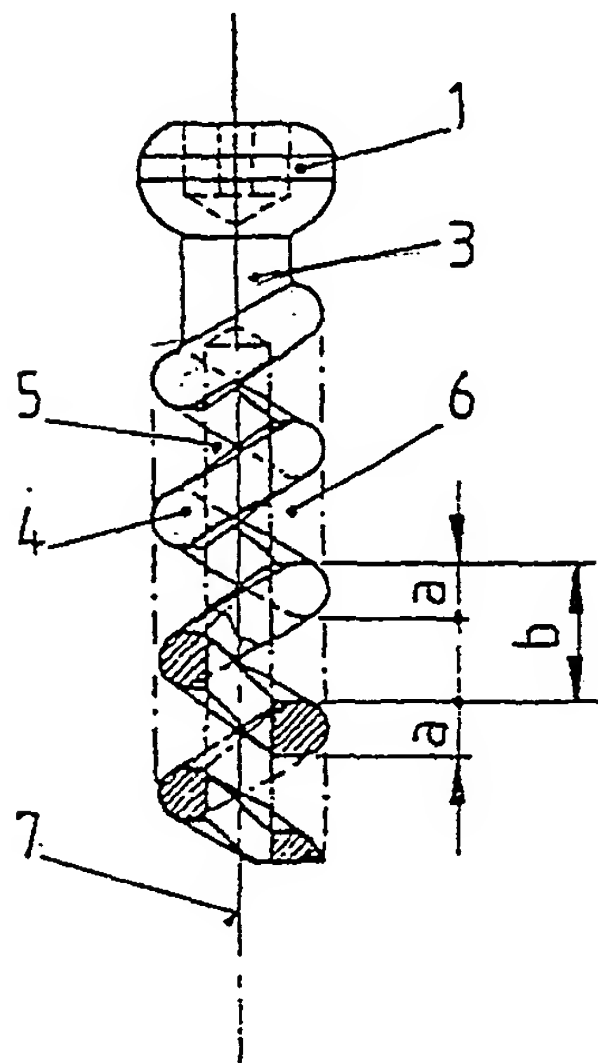


Fig.5

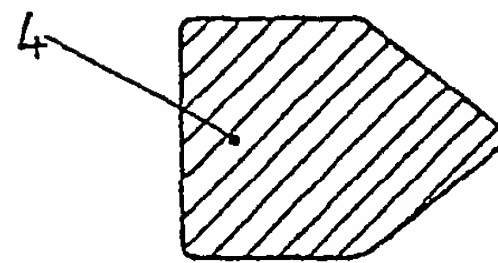


Fig.6

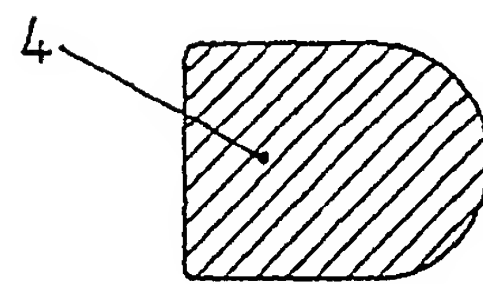


Fig.3

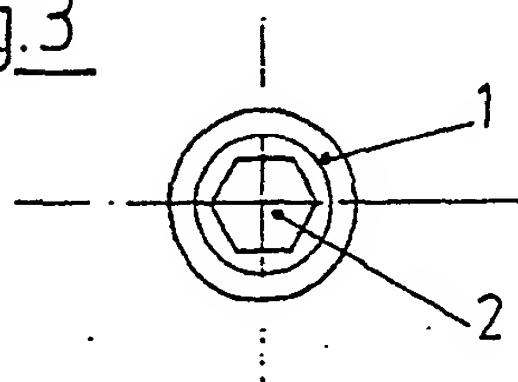
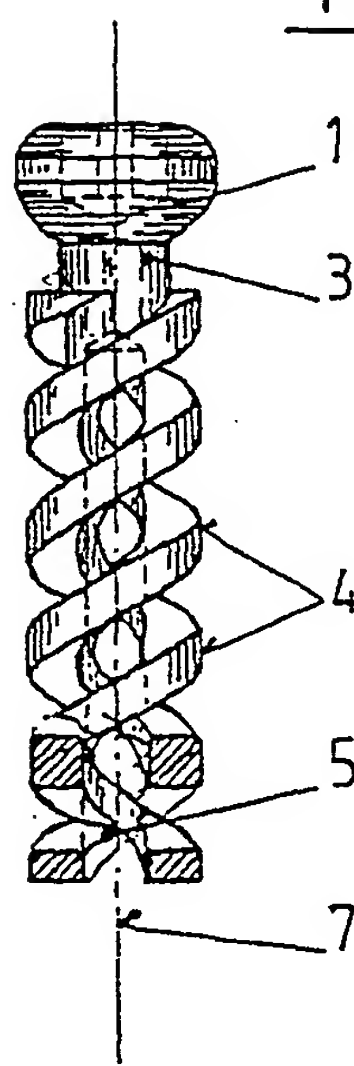


Fig.7







EP 89810755.2

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl.)
A	<u>EP - A2 - 0 172 130</u> (ME CRON) * Claim 1; fig. 1 * --	1	A 61 B 17/58 A 61 F 2/00
A	<u>DE - A1 - 3 538 238</u> (FISCHER) * Claims 1-3; fig. 1 * ----	1	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. Cl.)
			A 61 B A 61 F
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt.			
Recherchenort WIEN		Abschlußdatum der Recherche 28-03-1990	Prüfer MIHATSEK
<div><div><p>KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN</p><p>X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet</p><p>Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie</p><p>A : technologischer Hintergrund</p><p>O : mündliche Offenbarung</p><p>P : Zwischenliteratur</p><p>T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze</p></div><div><p>E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p><p>D : in der Anmeldung angeführtes Dokument</p><p>L : aus andern Gründen angeführtes Dokument</p><p>&amp; : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</p></div></div>			

## Bone Screw

The invention relates to a bone screw for the fixation of implants in spongy bone tissue.

Bone screws for the fixation of implants have been known for a long time. Until now they have been designed in such a way that a single-start or multiple-start thread was carried by a solid core – as in a wood screw. Particularly for bending loads, these bone screws are an inelastic foreign body relative to the tissue surrounding them, which resists the elastic deformations of the bone and thus impairs the bone's elasticity.

Thus, the object of the invention is to create a bone screw whose elasticity is better adapted to the bone tissue than the previous constructions. According to the invention, this object is attained in that the thread body attached to a screw head is made as a corkscrew-like hollow cylinder.

When the new screw is screwed in, a "core" of living bone tissue is preserved in the interior of its hollow cylinder which after a short time grows together again with the tissue surrounding the screw on the outside and thus remains viable.

Since this bone core, which essentially determines the elasticity of the screw against bending, has the elasticity of the bone, the elasticity of the screw, particularly under bending loads, largely approximates that of the "undisturbed" bone.

To ensure proper "nourishment" of the bone core within the hollow cylinder of the screw, it is advantageous if the pitch of the thread is at least equal to the dimension of the cross section parallel to the screw axis.

The screw triggers practically no forces in radial direction if the cross section of the threads extending along the surface of the hollow cylinder is rectangular or square. For the strength and the stability of the thread it has proven to be advantageous if the dimension of the cross section perpendicular to the screw axis is at maximum two times the dimension parallel thereto.

If relatively low forces in radial direction are accepted, screwing the screw into the bone can be facilitated if the cross section of the threads extending along the surface of the hollow cylinder is composed of a rectangle or square and a triangle or sector of a circle or semicircle, wherein the triangle, semicircle or sector of a circle faces toward the outside.

Finally it is also possible to design the screw with a two-start or multiple-start thread, which enhances the guidance as the screw is screwed in and reduces the number of rotations required to screw it in completely.

The invention will now be described in greater detail by means of exemplary embodiments in connection with the drawing.

Fig. 1 is a view of the new bone screw with the threads partly shown in section,

Fig. 2 and 3 are a bottom and a top view of Fig. 1,

Fig. 4, 5 and 6 represent different cross sections for the threads, while



Fig. 7, in the same view as Fig. 1, shows a second embodiment with a two-start design.

A screw head 1 (Fig. 1) that is provided with a hexagon socket 2 (Fig. 3) for engagement with a tool, merges into a short solid neck 3. Adjoining thereto is a one-start thread 4 in Fig. 1, which as a surface 6 of a hollow cylinder encompasses a hollow space 5 in the manner of a corkscrew (Fig. 2). In Fig. 1, the cross section of the single thread 4 is rectangular with the outer edges being rounded.

The pitch  $b$  of the thread 4 is equal to or greater than twice the cross-sectional dimension  $2.a$  in the direction of the screw axis 7.

At its free end 8, the thread 4 is flattened like a tongue to facilitate screwing into the bone.

As mentioned above, rectangular or square cross sections of the threads 4 are preferred since they apply practically no force components to the bone in radial direction. A suitable rectangular cross section is shown in Fig. 2. To avoid peak loads within the bone, the edges of the cross section are rounded. To impart sufficient stability to the thread, the ratio of the rectangle dimensions  $c$  perpendicular to the dimensions  $a$  parallel to the screw axis 7 should at maximum be 2:1. In the example shown, this ratio  $c / a = 1.35$ .

In Fig. 5, the cross section of the threads 8 is composed of a rectangle and a triangle. Such a shape produces force effects on the bone in radial direction, which are accepted, however, in return for the advantage of easier screwing in as compared to a square or rectangular cross section. Since the triangle has two equal sides, any torques that occur, for example, on the triangle areas during screwing in cancel each other out.

In its effect with respect to radial force components and ease of screwing in, the cross section according to Fig. 6 composed of a rectangle and a sector of a circle, preferably a semicircle, falls between the shapes shown in Fig. 4 and 5. The stability condition explained in connection with Fig. 4 is also met by the cross sectional shapes shown in Fig. 5 and 6.

The bone screw depicted in Fig. 7 is distinguished from that of Fig. 1 in that the thread 4 has a two-start design. Both threads of the screw shown in Fig. 7 have a square cross section. Such a double threaded screw has the advantage that it is self-centering as it is screwed in and that it requires only half the number of rotations in order to be set.